



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **2000024013 A**(43) Date of publication of application: **25.01.00**

(51) Int. Cl. **A61C 19/04**
A61B 10/00
G01N 21/64

(21) Application number: **11158604**(22) Date of filing: **04.06.99**(30) Priority: **04.06.98 DE 98 19825021**(71) Applicant: **KALTENBACH & VOIGT
GMBH & CO**(72) Inventor: **HIBST RAIMUND DR
PAULUS ROBERT**

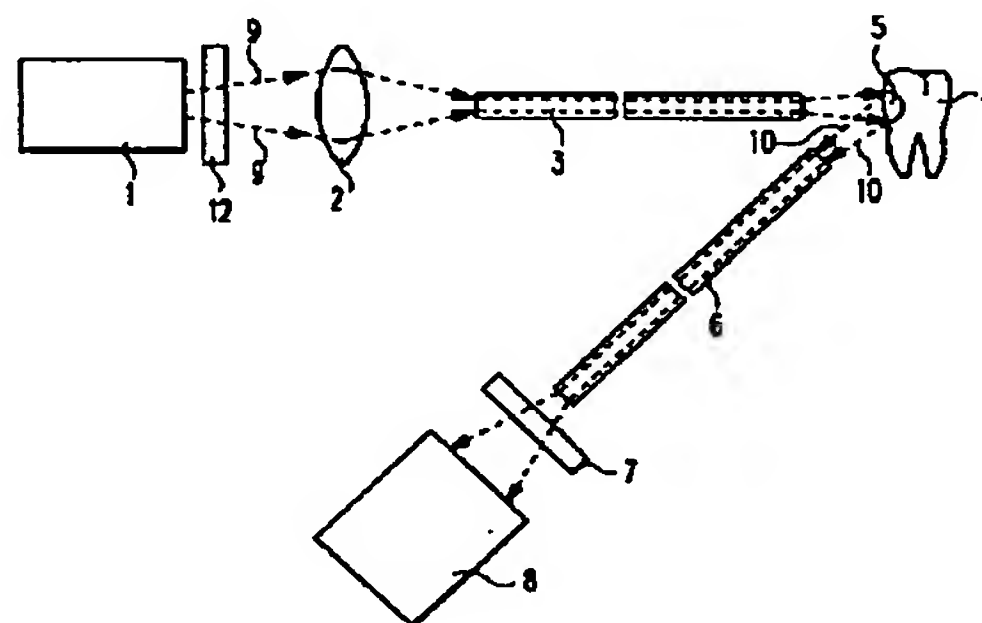
(54) **METHOD AND INSTRUMENT FOR
DISCRIMINATION OF DECAY, SCALE, NODULE,
OR BACTERIAL INFECTION OF TOOTH**

COPYRIGHT: (C)2000,JPO

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To raise the detection sensitivity of discrimination of decay, scale, nodule, or bacterial infection of a tooth, i.e., to increase the difference between measurement signals from a healthy tooth range and measurement signals from a decayed tooth range.

SOLUTION: In this method and instrument for discrimination of decay, scale, nodule, or bacterial infection of a tooth, an excited ray 9 is generated at a light source 1, the excited ray 9 is directed to a tooth to be checked to generate fluorescence 10 which is detected and evaluated by a detector 8. A spectrum filter to suppress the fluorescence 9 detected and evaluated by the detector 8 to wavelength larger than about 800 nm is placed in front of the detector 8 to enable the improvement of a decayed tooth range to be evaluated. The irradiation on the tooth to be checked is preferably carried out by excited ray 9 with comparatively long wavelength, for instance 780 nm.



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-24013

(P2000-24013A)

(43)公開日 平成12年1月25日(2000.1.25)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 C 19/04		A 6 1 C 19/04	Z
A 6 1 B 10/00		A 6 1 B 10/00	E
G 0 1 N 21/64		G 0 1 N 21/64	Z

審査請求 有 請求項の数19 O L (全 11 頁)

(21)出願番号	特願平11-158604	(71)出願人	592175841 カルテンバッハ ウント ホイクト ゲゼ ルシャフトミット ベシュレンクテル ハ フツング ウント カンパニー KALTENBACH & VOIGT GESELLSCHAFT MIT BE SCHRAHKTER HAFTUNG & COMPAGNIE ドイツ, リッセ, ヴィベラッハ D- 7950, ビスマルクリンク 39
(22)出願日	平成11年6月4日(1999.6.4)	(74)代理人	100087745 弁理士 清水 善▲廣▼ (外2名)
(31)優先権主張番号	1 9 8 2 5 0 2 1. 5		
(32)優先日	平成10年6月4日(1998.6.4)		
(33)優先権主張国	ドイツ (D E)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染の識別方法および装置

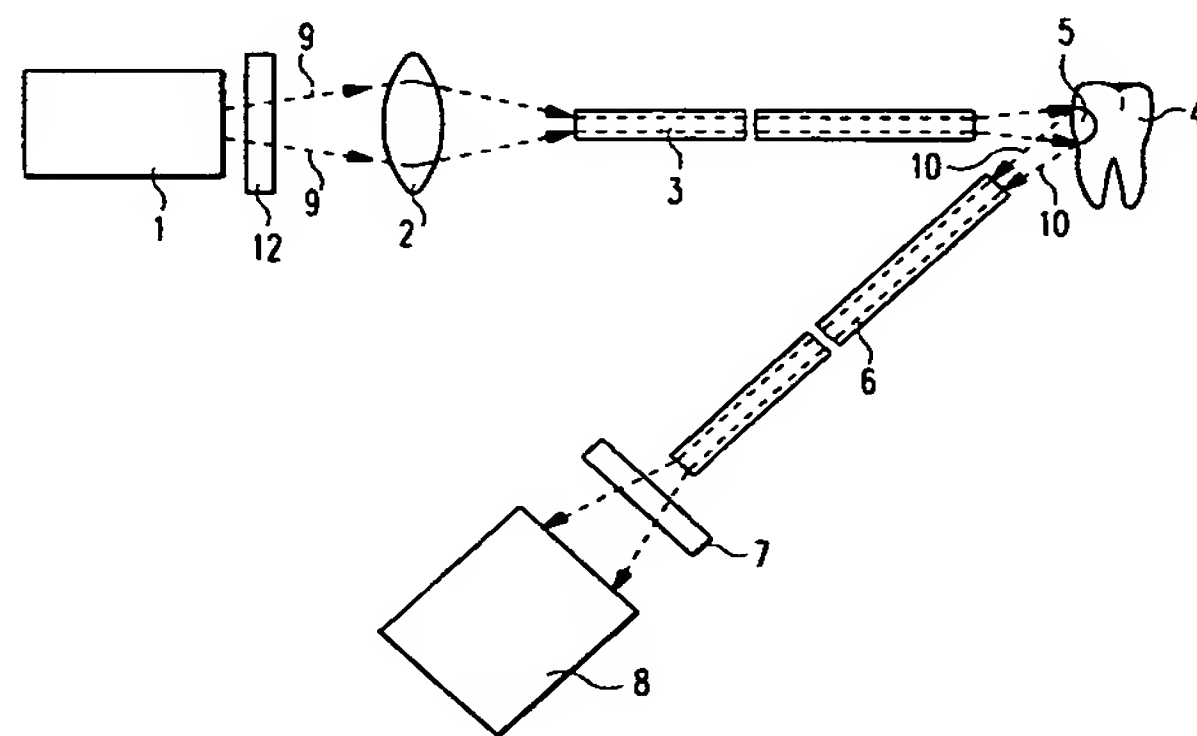
(57)【要約】

【課題】 歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染の識別において検出感度を高めること、すなわち、健康な歯領域からの測定信号と虫歯領域からの測定信号との差を増大することを目的とする。

【解決手段】 歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法および装置において、光源(1)により励起光線(9)を発生させ、この励起光線(9)を検査すべき歯に差し向けて蛍光光線(10)を生じさせる。検出装置(8)で蛍光光線を検出し、評価する。

虫歯領域の改良検出を可能にするために、検出装置

(8)により検出され、評価された蛍光光線を約800nmより大きい波長に制限するスペクトルフィルタが検出装置(8)の前に配置されている。有利には、検査すべき歯の照射は比較的長い波長の励起光線(9)で行われ、励起光線(9)の波長は例えば780nmでよい。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 (a) 検査すべき歯 (4) のところで蛍光光線を生じる励起光線 (9) を検査すべき歯 (4) に照射する工程と、

(b) 歯 (4) のところの検出蛍光光線 (10) に応じて虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別するために、励起光線 (9) により歯 (4) のところで生じられた蛍光光線を検出して評価する工程とを含む歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法において、

工程 (b) において、約 800 nm より大きい波長について蛍光光線 (10) を評価することを特徴とする歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法。

【請求項 2】 工程 (b) において、約 850 nm より大きい波長について蛍光光線 (10) を評価することを特徴とする請求項 1 に記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法。

【請求項 3】 励起光線 (9) の波長は約 680 nm ～約 800 nm の範囲にあることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法。

【請求項 4】 工程 (a) において、検査すべき歯 (4) に異なる波長の励起光線 (9) を照射し、工程 (b) において、異なる波長の蛍光光線 (10) を検出し、評価し、それにより異なる波長を有する工程 (b) で検出された蛍光光線の個々の評価の組合わせに基づいて、検査された歯 (4) のところの虫歯、歯石、団塊または細菌汚染を識別することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のうちのいずれかに記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法。

【請求項 5】 励起光線が検査すべき歯 (4) を照らす前に励起光線から長い波長の背景光線を濾別することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のうちのいずれかに記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法。

【請求項 6】 検査すべき歯 (4) に差し向けるべきであり、且つ歯 (4) のところで蛍光光線 (10) を生じる励起光線 (9) を発生させる光源 (1) と、歯 (4) の蛍光光線 (10) を検出する検出装置 (8) と、検出装置 (8) の前に配置されたスペクトルフィルタ手段 (7) とを有する、虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、

スペクトルフィルタ手段 (7) は約 800 nm より大きい波長を有する蛍光光線を通すように構成されていることを特徴とする虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 7】 スペクトルフィルタ手段 (7) は約 850 nm より大きい波長を有する蛍光光線を通すように構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の虫歯、

歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 8】 光源 (1) は約 680 nm ～約 800 nm の範囲の波長を有する励起光線 (9) を発生させることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 9】 スペクトルフィルタ手段 (7) は着色ガラス遮断フィルタおよび／または蛍光を弱く自己発生するスペクトルフィルタを有することを特徴とする請求項 6 ないし 8 のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 10】 検出装置 (8) は、これによって検出された歯 (4) の蛍光光線 (10) に基づいて健康または病んだ歯領域の有無を定める評価装置を有することを特徴とする請求項 6 ないし 9 のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 11】 励起光線 (9) を伝送する光導体ファイバ (13) が設けられており、励起光線 (9) が光導体ファイバ (13) から横方向に出現するように、歯に近い方のファイバの端部は面取りされていて、反射防止性になっていることを特徴とする請求項 6 ないし 10 のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 12】 励起光線 (9) を歯 (4) に照射するための光ウェッジ (3) が設けられていることを特徴とする請求項 6 ないし 11 のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 13】 励起光線 (9) および蛍光光線 (10) を伝送する共通の光導体 (3) が設けられていることを特徴とする請求項 6 ないし 12 のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 14】 光導体 (3) は励起光線 (9) を伝送するための少なくとも 1 つの光導体ファイバ (13) と、蛍光光線 (10) を伝送するための複数の同心に配置された光導体ファイバ (14) とを有していることを特徴とする請求項 13 に記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 15】 スペクトルフィルタ手段 (7) は蛍光光線 (10) を伝送するための同心に配置された光導体ファイバ (14) と検出装置 (8) との間に配置されたフィルタガラスリング (15) を有していることを特徴とする請求項 14 に記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項 16】 検出装置 (8) が共通の光導体 (3) から出力結合された蛍光光線 (10) を検出することができるよう、蛍光光線 (10) を出力係合するためのビームデバイダ (11) が光源 (1) と光源に近い方の共通の光導体 (3) の端部との間に設けられていることを特徴とする請求項 13 ないし 15 のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装

置。

【請求項17】 励起光線（9）を伝送するための少なくとも1つの光導体ファイバ（13）と、蛍光光線（10）を伝送するための少なくとも1つの光導体ファイバ（14）とが共通の光導体（3）の歯に近い方の端部に互いに隣り合って線形に配置されていることを特徴とする請求項13または16に記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項18】 増幅された蛍光光線（10）を検出装置（8）に供給するために、歯（4）の蛍光光線を増幅するための増幅器手段が設けられていることを特徴とする請求項6ないし17のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【請求項19】 励起光線から長い波長の背景光線を濾過除去するように構成されたスペクトルフィルタ手段（12）が光源（1）と検査すべき歯（4）との間に配置されることを特徴とする請求項6ないし18のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】 本発明は検査すべき歯のところで蛍光光線を生じる励起光線を検査すべき歯に照射する工程と、歯のところの検出蛍光光線に応じて虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別するために、励起光線により歯のところで生じられた蛍光光線を検出して評価する工程とを含む歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法および装置に関する。

【0002】

【従来技術および発明が解決しようとする課題】 視覚検査により、或いはX線を用いることにより歯における虫歯、歯石、団塊、細菌感染を確認することは知られている。しかしながら、視覚検査によるのでは、例えば、早期段階における虫歯や、観察することが困難な領域の虫歯を確認することができないので、満足な結果をしばしば達成することができない。他方、X線は虫歯または他の歯疾患の発生を確認する非常に有効な方法であることが判明したが、この検査方法はX線の損傷作用に因り人の健康のためには最適ではない。かくして、歯における虫歯の存在を確認することができるために、新規な技術を開発することが必要である。

【0003】 独国特許第 3031249 C2 号には、事実上単色の光を歯に照射することにより人の歯における虫歯を確認する無接触検査方法が提案されている。事実上単色の光線は歯のところで蛍光光線を励起する。それにより、歯から反射された蛍光スペクトルが虫歯と健康な歯領域との顕著な相違を示すことが発見された。かくして、歯の蛍光スペクトルの赤色スペクトル範囲（すなわち、550 nmと650 nmとの間）では、強さが健康な歯の場合より著しく高い。対照的に、歯の反射蛍光ス

(3)

特開2000-24013

ペクトルの青色スペクトル範囲（すなわち、350 nmと450 nmとの間）では、虫歯領域および歯の健康な領域についての蛍光光線の強さが事実上同じである。従って、独国特許第 3031249 C2 号には、410 nmの波長の光線を歯に照射し、2つのフィルタによって450 nmの第1波長および610 nmの第2の波長、すなわち、青色および赤色のスペクトル領域における歯の蛍光光線を光検出器により検出することが提案されている。この構成により検出された蛍光光線の強さを減算して、かくして得られた強さの差に基づいて、健康な歯領域を虫歯領域とはっきり区別することができる。

【0004】 独国特許第 4200741 A1 号は、360 nm～580 nmの範囲の波長を有する励起光線により歯の蛍光を生じさせ、620 nmと720 nmとの間の波長範囲で照射された歯のところで生じられた蛍光光線を濾過除去することを有利な更に他の開発として提案している。この手段によれば、励起光線が蛍光光線の重畳により評価結果を害することがないように、励起光線の波長と受入れられた蛍光光線の波長との間隔を十分に大きくすることが達成される。

【0005】 上記の公知の検査方法または装置は一般に、検査すべき歯のところで蛍光を励起するために、比較的短い波長、すなわち、580 nmより小さい波長を有する励起光線を用いている。それにより蛍光光線の発生のために比較的大きい有効横断面が達成されるが、健康な歯組織についての蛍光光線は虫歯障害についての蛍光光線より著しく強い。従って、上記検査方法では、特定の波長範囲で隣接した健康な領域および虫歯領域から発せられる蛍光光線の綿密な直接比較が必要であるか、或いは2つの異なる波長範囲における検出蛍光光線の測定信号を互いに綿密に比較しなければならない。

【0006】 従って、独国特許第 4200741 A1 号と同様に本願の出願人から出願された独国特許第 19541686 A1 号には、検査すべき歯のところの蛍光を励起するために600 nmと670 nmとの間の波長を有する励起光線を用いることが提案されている。照射された歯のところで励起された蛍光光線の検出のために、670 nmと800 nmとの間の波長を有する蛍光光線を通すスペクトルフィルタが用いられ、すなわち、独国特許第 19541686 A1号によれば、照射された歯のところの虫歯、歯石または細菌感染の識別のために670 nmと800 nmとの間の波長を有する蛍光光線のみが評価される。

【0007】 独国特許第 19541686 A1号において提案された手段によれば、虫歯検出の向上された感度が達成される。600 nmと670 nmとの間の上記波長範囲における励起光線による蛍光光線の励起では、虫歯領域からの蛍光光線が健康な歯組織自体の蛍光とわずかに重畳され、歯の虫歯、歯石または細菌感染を混乱しがちでない方法で且つ高感度で簡単に識別することができるように、上記の励起波長では健康な歯領域からの蛍光光線は

強く減じると言う利点がある。上記の技術状態から始まって、本発明の目的は、歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染の識別において検出感度を高めること、すなわち、健康な歯領域からの測定信号と虫歯領域からの測定信号との差を増大することである。

【0008】

【課題を解決する手段】本発明によれば、この目的は、蛍光光線を検出して評価する工程において、約800nmより大きい波長について蛍光光線を評価することの特徴とする方法、または光源が約680nm～約800nmの範囲の波長を有する励起光線を発生させることを特徴とする装置によって達成される。本発明の好適且つ有利な実施例はそれらの一部が、向上感度、またはできるだけ簡単である本発明による装置の構成に寄与している。本発明によれば、虫歯、歯石、団塊、細菌感染等の識別のために、約800nmより大きな波長を有する蛍光光線を評価することが提案される。本願発明が基づいている知識によれば、この手段により、（例えば、裂溝または隣接歯領域における）隠れた虫歯の特に感度の良い識別を達成することができる。何故なら、蛍光光線のこの波長範囲において、虫歯に特有の発蛍光団および他の付着物の割合が特に高いが、健康な歯エナメル質又は象牙質は蛍光発光しないか或いはほんの僅かに蛍光発光するだけであるからである。原則的に、800nm以下のすべての波長で蛍光光線を励起することができる。光透過深さに関しては、好適な実施例により、励起波長が680nmと800nmとの間、特に700nmと800nmとの間、好ましくは780であるように、波長の増大に伴って減少する散乱に因り、できるだけ長い波長の光線による励起が有利である。本発明の展開では、（例えば、脱カルシウムと有機付着物または細菌感染を有する障害の）区別のために、異なる検出範囲、すなわち、蛍光光線の異なる評価波長範囲の組合わせおよび／または励起波長範囲の組合わせも有利である。

【0009】本発明の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法は、請求項1記載の通り、

（a）検査すべき歯（4）のところで蛍光光線を生じる励起光線（9）を検査すべき歯（4）に照射する工程と、（b）歯（4）のところの検出蛍光光線（10）に応じて虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別するために、励起光線（9）により歯（4）のところで生じられた蛍光光線を検出して評価する工程とを含む歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法において、工程（b）において、約800nmより大きい波長について蛍光光線（10）を評価することの特徴とする。また、請求項2記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法は、請求項1記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法において、工程（b）において、約850nmより大きい波長について蛍光光線（10）を評価することの特徴

とする。また、請求項3記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法は、請求項1または2記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法において、励起光線（9）の波長は約680nm～約800nmの範囲にあることを特徴とする。また、請求項4記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法は、請求項1ないし3のうちのいずれかに記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法において、工程（a）において、検査すべき歯（4）に異なる波長の励起光線（9）を照射し、工程（b）において、異なる波長の蛍光光線（10）を検出し、評価し、それにより異なる波長を有する工程（b）で検出された蛍光光線の個々の評価の組合わせに基づいて、検査された歯（4）のところの虫歯、歯石、団塊または細菌汚染を識別することの特徴とする。また、請求項5記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法は、請求項1ないし4のうちのいずれかに記載の歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する方法において、励起光線が検査すべき歯（4）を照らす前に励起光線から長い波長の背景光線を濾別することの特徴とする。また、本発明の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項6記載の通り、検査すべき歯（4）に差し向けるべきであり、且つ歯（4）のところで蛍光光線（10）を生じる励起光線（9）を発生させる光源（1）と、歯（4）の蛍光光線（10）を検出する検出装置（8）と、検出装置（8）の前に配置されたスペクトルフィルタ手段（7）とを有する、虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、スペクトルフィルタ手段（7）は約800nmより大きい波長を有する蛍光光線を通すように構成されていることを特徴とする。また、請求項7記載の、虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項6記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、スペクトルフィルタ手段（7）は約850nmより大きい波長を有する蛍光光線を通すように構成されていることを特徴とする。また、請求項8に記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項6または7記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、光源（1）は約680nm～約800nmの範囲の波長を有する励起光線（9）を発生させることを特徴とする。また、請求項9記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項6ないし8のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、スペクトルフィルタ手段（7）は着色ガラス遮断フィルタおよび／または蛍光を弱く自己発生するスペクトルフィルタを有することを特徴とする。また、請求項10記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項6ないし9のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置にお

いて、検出装置（８）は、これによって検出された歯（４）の蛍光光線（１０）に基づいて健康または病んだ歯領域の有無を定める評価装置を有することを特徴とする。また、請求項１記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項６ないし１０のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、励起光線（９）を伝送する光導体ファイバ（１３）が設けられており、励起光線（９）が光導体ファイバ（１３）から横方向に出現するように、歯に近い方のファイバの端部は面取りされていて、反射防止性になっていることを特徴とする。また、請求項１２記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項６ないし１１のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、励起光線（９）を歯（４）に照射するための光ウェッジ（３）が設けられていることを特徴とする。また、請求項１３記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項６ないし１２のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、励起光線（９）および蛍光光線（１０）を伝送する共通の光導体（３）が設けられていることを特徴とする。また、請求項１４記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項１３記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、光導体（３）は励起光線（９）を伝送するための少なくとも１つの光導体ファイバ（１３）と、蛍光光線（１０）を伝送するための複数の同心に配置された光導体ファイバ（１４）とを有していることを特徴とする。また、請求項１５に記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項１４記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、スペクトルフィルタ手段（７）は蛍光光線（１０）を伝送するための同心に配置された光導体ファイバ（１４）と検出装置（８）との間に配置されたフィルタガラスリング（１５）を有していることを特徴とする。また、請求項１６記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項１３ないし１５のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、検出装置（８）が共通の光導体（３）から出力結合された蛍光光線（１０）を検出することができるよう、蛍光光線（１０）を出力係合するためのビームデバイダ（１１）が光源（１）と光源に近い方の共通の光導体（３）の端部との間に設けられていることを特徴とする。また、請求項１７記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項１３または１６に記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、励起光線（９）を伝送するための少なくとも１つの光導体ファイバ（１３）と、蛍光光線（１０）を伝送するための少なくとも１つの光導体ファイバ（１４）とが共通の光導体（３）の歯に近い方の端部に互いに隣り合

って線形に配置されていることを特徴とする。また、請求項１８記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項６ないし１７のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、増幅された蛍光光線（１０）を検出装置（８）に供給するために、歯（４）の蛍光光線を増幅するための増幅器手段が設けられていることを特徴とする。また、請求項１９記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置は、請求項６ないし１８のうちのいずれかに記載の虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置において、励起光線から長い波長の背景光線を濾過除去するように構成されたスペクトルフィルタ手段（１２）が光源（１）と検査すべき歯（４）との間に配置されることを特徴とする。

【００１０】

【実施例】次に、本発明の実施例を図面に基づき説明する。図１は本発明による歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染を識別する装置の第１実施例を示している。光源１が励起光線９を発生させ、この光線９は結合レンズ系統２および光導体を経て検査すべき歯４の領域５に送り出される。励起光線は例えば６８０nmと８００nmとの間であり、好ましくは、約７８０nmである。励起光線により蛍光光線１０が比較的広いスペクトル領域にわたって生じられ、この蛍光光線１０は第２光コネクタ６およびスペクトルフィルタ７を経て歯の蛍光光線を検知して評価する検知装置８へ送り出される。スペクトルフィルタは約８００nmより大きい波長を有する蛍光光線にとってのみ透過性であるように構成されている。好ましくは、スペクトルフィルタの限界周波数は約８５０nmにある。検出装置８はこれに送り出された蛍光光線１０を評価し、検出蛍光光線１０から直接、照射歯領域５における虫歯、歯石または細菌感染の有無を定める。

【００１１】光源１は好ましくは上記の好ましい波長領域で励起光線を発生させるHeNeレーザまたはレーザダイオードである。調査の結果、光源１として使用され、試験されたレーザダイオードは夫々のレーザ光線に加えて、長い波長の背景光線をも発し、それによりこの長い波長の光線は実際に検出すべき蛍光光線と共に検出装置８の前に配置されたスペクトルフィルタ７を通過し、かくして測定を害してしまう。この長い波長の背景光線は、光源すなわちレーザダイオード１の後に配置された高域フィルタにより除去することができる。この高域フィルタの遮断波長は、その通過帯域を定め、有利には、レーザダイオードすなわち光源１の実際の励起波長と、それぞれ選択された検出窓の短い波長端との間にあり、励起光線９が妨げられないで高域フィルタ１２を通過するが、長い波長の背景光線は検出蛍光光線の全スペクトル範囲にわたって確実に濾過される。

【００１２】高域フィルタ１２を通過した励起光線９は

別体のレンズ系統 2 を経て、或いはレーザダイオードのケースに既に一体化されているコリメータオプティクスを経て光導体 3 に出力結合される。このような光導体は、剛性であっても可撓性であってもよく、また歯に向いたその端部に、狙いをつけられたビームを案内する更なる光学手段（レンズ）が設けられ、且つ／或いはその寸法において患者の口領域および検査すべき歯に合わせられるようになっているのがよい。更に、光導体 3 には、歯 4 の検査を容易にする交換可能な偏向ミラーまたはレンズが設けられるのがよい。かくして、光導体 3 を用いることにより、励起光線 9 を検査すべき歯の領域 5 または歯 4 に狙って送り出すことができる。それにより、本発明による装置は、患者の歯における虫歯の識別の日々の実施における種々の要件に融通的に適合することができる。光導体 3 に関して以上に述べたことは蛍光光線 2 をスペクトルフィルタ 7 に送り出す更に他の光導体 6 にも同じ程度に当てはまる。両光導体 3、6 は各々、複数の光導体ファイバを有するのがよい。光源 1 としてレーザを用いる場合、励起光線 9 および蛍光光線 10 を例えば $200\mu\text{m}$ のコア直径を有する比較的薄い光導体ファイバを経て伝送することができる。励起光線 9 および蛍光光線 10 を伝送するための 2 つの別体の光導体 3、6 の採用は歯の外面の検査のためには特に有利である。かくして、図 1 に示す実施例では、光導体 3、6 の位置を互いに無関係で且つ個々に歯のところに選択することができ、それにより個々の場合に、深くにある障害または非常に隠れた障害のための検出感度を最適にすることができる。

【0013】本発明による装置のスペクトルフィルタ 7 はスペクトル選択、例えば、回折格子、スペクトロメータ等のための着色ガラス遮断フィルタまたは他の光学要素によって実現することができる。フィルタは有利には、それ自身ができるだけ蛍光発生しないように構成されている。検出装置 8 は有利には、蛍光光線検出用のフォトダイオードを光感知要素として有する。感度を増大するには、フォトダイオードが一体化予備増幅器を備えているのがよい。同様に、蛍光光線 10 の光界における増幅器要素として光電増倍管が考えられる。光源 1 および検出装置 8 の光感知要素が半導体構成要素よりなる場合、本発明による装置の電圧供給源用に、低電圧幹線ユニットが用いられ、この低電圧幹線ユニットは、僅かな電力採取のため、バッテリーまたは蓄電器単独よりなる。

【0014】図 2 は虫歯、歯石または細菌感染を識別するための本発明の装置の第 2 実施例を示しており、図 1 にすでに示した装置の構成要素には、同じ参照記号が付してある。図 2 に示す実施例では、蛍光光線 10 は励起光線 9 と同じ光導体を経て伝送される。蛍光光線 10 を光導体 3 におけるビーム経路から出力結合するために、ビームデバイダ 11 が設けられており、このビームデバイダ 11 は光源 1 とレンズ構成体 2 との間、或いはレン

ズ構成体 2 と光源側の光導体 3 の端部との間に配置される。本発明のこの構成は根管の検査に使用するのに特に重要なものである。励起光線 9 および蛍光光線 10 は、図 1 に示す実施例について既に説明したように、各々、光導体 3 の複数の光導体ファイバを経て伝送される。検出信頼性および検出精度を増したり安定させたりするために、光導体 3 は励起光線 9 を伝送するための 1 つまたはそれ以上の中央に配置された光導体ファイバと、これらの中央の光導体ファイバのまわりに同心に配置された蛍光光線 10 を伝送するための複数の光導体ファイバとを有するのがよい。検出精度の向上のために、歯 4 のところで励起される蛍光光線を伝送する検出ファイバが検出装置 8 側の光導体 3 の端部に束ねられている。更に、蛍光光線 10 の伝送のために設けられた外側光導体ファイバの面取りによって、励起光線 9 および蛍光光線 10 の確実且つ広範囲の重なりを達成することができ、これにより検出精度のなお一層の向上に貢献している。

【0015】図 1 および図 2 に示す 2 つの実施例では、検出装置 8 はそれから送り出された測定信号を視覚的に表すディスプレイ装置と連結されるのがよい。同様に、測定信号の音による指示も考えられる。研究の結果、特にプラスチックまたはガラス製光導体が発明により用いられたスペクトル範囲で蛍光を発することができる

（対照的に、比較的高価な石英光導体では、蛍光光線は比較的僅かである）ことが明らかになった。この結果、励起ファイバおよび検出ファイバにおいて、蛍光光線を生じ、この蛍光光線は歯のところで生じられる蛍光光線とともにスペクトルフィルタ 7 を通過し、かくして測定結果を害してしまう。特に、反射面では、ファイバ自身により発生された蛍光信号は回避すべき重大な妨害要因になる。この問題を解消するために、以上で既に述べたように、好ましくは石英製の非蛍光発生性光導体が発明されるのがよい。しかしながら、これらの光導体は非常に高価であるので、その代わりとして、単一のファイバ系統のみが考えられる。

【0016】更に、光導体により発生されるこの蛍光光線を濾過するフィルタを使用することが可能である。かくして、図 2 を参照して既に説明したように、例えば、励起ファイバを、励起光線 12 を通すが、長い波長の蛍光光線を遮断する高域フィルタ 12 と組み合わせてもよい。対照的に、歯 4 のところで励起された蛍光光線 10 を検出装置 8 に送り出す検出ファイバは、歯 4 と検出装置 8 との間のビーム経路に配置すべき少なくとも 1 つの低域フィルタと連結されてもよい。この低域フィルタは、歯 4 のところで励起された蛍光光線 10 を通すが、検出ファイバにおける比較的高い強さに因り妨害レベルのファイバ蛍光光線を発生させる散乱励起光を通さないように構成されている。この低域フィルタは既に述べたスペクトル蛍光フィルタ 7 に加えて、或いはスペクトルフィルタ 7 の代わりに検出装置 8 の前に使用することが

でき、また低域フィルタは実際の波長より大きい波長、特に約800 nmより大きい波長のための通過帯域を有している。図3は励起光線の伝送用の非蛍光発生性励起ファイバ13と、蛍光光線10の検出および伝送用の複数の同心に配置された検出ファイバ14との特に有利な組み合わせを有する光導体3を示しており、検出ファイバ14は図3に示す実施例の場合にフィルタガラスリング15によって実現される上記フィルタを備えている。

【0017】更に、他の研究の結果、歯根における団塊により、非常に明瞭な信号を発生させ、従って本発明により、この団塊を簡単に検出することができる。本発明による方法を歯周病における治療監視にも使用することができるためには、光導体を有するプローブまたはアプリケーションを歯周凹部に導入することができることが重要である。これは、例えば、励起光線9の伝送用の光導体3として図4に示す単一のファイバだけが用いられると言う点で確保され、このファイバの端部は、励起光がこのファイバから横方向に出現し、狙いを定めて根表面を照らすことができるように面取りされ、反射防止性にされている。変更例として、図4bに示すように、励起／検出ファイバ13、14は、この方法で歯根の照明およびできるだけ正確に励起される蛍光の検出を可能にするために歯のところに或いは光導体3の付設端部に線形に配置されてもよい。最後に、図4cは同様に歯周凹部に簡単に導入することができる励起光線9の伝送用の光ウエッジの採用を示している。

【0018】約800 nmより大きい波長、特に約820 nmより大きい波長についてのみ、歯のところで励起された蛍光光線が評価されるという点で、検出感度および正確さを高めるために本発明が基づいた見識は実験結果に基づいており、これらの実験結果を図5～図10を参照してより詳細に以下に説明する。検出感度を更に高めるために、すなわち、健康な歯領域と虫歯の歯領域からの測定信号間の差を増大するために、健康な歯エナメル質、象牙質および虫歯の3つのサンプルの各々について励起蛍光放出スペクトルを測定し、この測定は600 nm～710 nmの範囲の計16ケの異なる励起波長で実施した。このような蛍光放出スペクトルおよび励起波長に伴うスペクトルの変化は全体として健康な組織および虫歯組織の場合と非常に類似している。蛍光光線の評価のための異なる限界波長、すなわち、異なる遮断フィルタの場合の検出により区別のいかにどの可能性が与えられるかを定めるために、蛍光光線の異なる波長から初めて蛍光光線の波長800 nmまで蛍光スペクトルの強さを積分した。これらの測定の結果を図5および図6に示しており、図5は歯エナメル質についての蛍光光線の波長範囲の積分値を示し、図6は虫歯領域についての蛍光光線の波長範囲の積分値を示している。曲線(a)は620 nm～800 nmの蛍光光線の波長範囲の積分値に相当し、曲線(b)は660 nm～800 nmの蛍光

光線の波長範囲に相当している。曲線(c)は675 nm～800 nmの蛍光光線の波長範囲と関連しており、曲線(d)は700 nm～800 nmの蛍光光線の波長範囲を示している。曲線展開(e)は720 nm～800 nmの波長範囲に相当しており、曲線(f)は波長範囲760 nm～800 nmに相当しており、曲線(g)は蛍光光線の波長範囲770 nm～800 nmに相当してしている。

【0019】図5および図6に示す図を比較すると、試験した積分範囲のどれについても言えるわけではないが、独国特許第19541686 A1号から公知である600 nm～670 nm間の励起波長の範囲において、歯エナメル質のところで励起された蛍光光線と虫歯領域で励起された蛍光光線との間には幾らかの特定の大きな差ある。このようなはっきりした差は680 nmより大きな、特に700 nmより大きな比較的大きな励起波長で現れ、特に、はっきりした差は検出範囲を長い波長の蛍光光線(曲線(f)、(g)参照)に限定した場合に認められる。

【0020】図5および図6を参照して説明した測定結果を図7に要約してあり、図5および図6に示す蛍光波長の積分範囲について、各々、虫歯領域での検出蛍光光線と、歯エナメル質のところで励起された蛍光光線との相対比を励起波長に応じて示してある。詳細には、図7には、曲線展開(f)、(g)が示されており、これらの曲線展開(f)、(g)は図5および図6に示す曲線(f)、(g)に対応し、蛍光波長範囲760 nm～800 nmと770 nm～800 nmについての歯のところで励起された蛍光光線の積分検出値に対応している。図7に基づいて、虫歯と歯エナメル質との間の差が改良され、虫歯および歯エナメル質についての測定信号の商は長い波長の蛍光光線(曲線(f)、(g)参照)のみを使用する場合に大きい。

【0021】上記観察に基づいて、近赤外線範囲(NIR範囲)における一様な大きい波長について調査を続けたが、実際には、生物学範囲ではどの蛍光光線も期待しなかった。この目的で、高域フィルタで長い波長の背景光線を取り除いた、780 nmの励起波長を発するレーザーダイオードと、約850 nmより大きい蛍光光線の波長に対して透過性である対応する遮断フィルタとを使用して試験測定を行った。比較のために、約655 nmの励起波長と、670 nmより大きい波長を有する蛍光光線に対して透過性であるスペクトルフィルタとの(独国特許第19541686A1号から公知である)組み合わせを調べた。測定に用いたフィルタの透過率を図10に示しており、曲線(a)は約850 nmより大きい波長の通過帯域を有する遮断フィルタの透過率を示しており、曲線(b)は約670 nmより大きい波長の通過帯域を有するスペクトルフィルタの透過率を示している。

【0022】これらの調査の過程で得られた結果によ

り、上記条件下、すなわち、約780nmの励起波長および約850nmより大きい波長（図10の曲線（a）参照）の場合の蛍光光線の検出では、健康な歯エナメル質または象牙質からの蛍光光線は全く検出することができなかったが、対照的に、虫歯領域からの蛍光光線を検出することができた。それにより検出された測定信号は以前の手順の場合より小さいが、それでも、健康な歯組織からの非常に小さいノイズに対して非常にはっきり区別でき、すなわち、虫歯領域の測定信号と健康な領域の測定信号との大きい比がある。これらの手段により、隠れた虫歯の場合、検出器の感度を著しく高めることができる。これは隣接虫歯を有する歯範囲について調べて確認した。約780nmの励起波長と、850nmより大きい波長の励起蛍光光線の評価との上記組み合わせにより、健康な歯では見られないが、虫歯または団塊や同様な成分に含まれる発蛍光団が検出されものと思われ、この発蛍光団は有機付着物または細菌代謝の生成物に対応するかも知れない。他方、スペクトル検査によれば、主として無機組織構成体の代替物が検出されるものと思われる。

* 20

励起波長	655nm (P=0.6mW)					780nm (P=3.3mW)			
フィルタの通過帯域	>670nm	>850nm				>850nm			
増幅ファクター	50	50		100		50		100	
プローブ型式	A	A	B	A	B	A	B	A	B
歯エナメル質	1.63	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.05	0.04
象牙質	--	0.01	0.01	0.02	0.01	0.01	0.01	0.12	0.10
虫歯 (K)	10.63	0.65	0.52	1.35	0.92	2.18	3.10	5.70	7.20
虫歯/歯エナメル質 (K/S)	12.6	65	52	135	92	218	310	114	180

【0025】

【表2】

励起波長	655nm					780nm		
フィルタの通過帯域	>670nm		>850nm			>850nm		
歯	A	C	A	B	C	A	B	C
歯エナメル質 (S)	10.9	2.7	0.6	>0.01	>0.01	0.04	>0.01	>0.01
虫歯 (K)	78.7	34.4	8.8	0.9	1.1	28.4	0.7	0.94
(K/S)	7.2	12.7	14.7	>90	>108	710	>70	>94

【0026】表1には、異なる励起波長655nm（照射電力P=0.6mW）および780nm（照射電力P=3.3mW）について、各場合に用いたスペクトルフィルタの異なる限界波長についておよび異なる増幅係数について、健康な歯エナメル質、象牙質および虫歯領域に対して検出された蛍光光線の強さを示してある。特に、表1には、2つの異なる種類のプローブ（タイプAおよびタイプB）の場合の測定結果を示してある。更に、表1の最も下には、各励起波長と、対応するスペクトルフィルタ（遮断フィルタ）、対応する増幅係数および対応するプローブとの各組み合わせについて、虫歯領域の蛍光

*【0023】図8および図9には、633nmおよび780nmの励起波長での対応検査の測定結果が示されており、各々の場合、虫歯領域および歯エナメル質についての検出蛍光の強さが蛍光波長に応じて示されている。図8により、虫歯についての蛍光光線の検出展開図から約900nmの特定の放射帯域が認められ、この特定の放射帯域は850nmより大きい蛍光波長範囲において、虫歯および歯エナメル質についての蛍光の強さが700nmからの全体区間におけるよりもはっきり区別されることを示している。図9に示す780nmの励起光線の波長では、虫歯領域の場合における全体の蛍光スペクトルがこの単一のピークによってのみ形成され、歯エナメル質はもはや全く蛍光を発しなく、従ってこの励起波長の場合の虫歯および歯エナメル質についての蛍光の強さの比を更に増大し、それにより検出精度を向上させることができる。検査により更なる情報が得られた。その結果を表1及び表2に示す。

【0024】

【表1】

光線対歯エナメル質領域の蛍光光線の比が示されており、より大きい比の値はより大きい検出感度に相当する。何故なら、この場合、虫歯または感染歯領域についての測定信号は健康な歯領域についての測定信号と著しく異なるからである。

【0027】850nmより大きい蛍光光線の波長について同じ検出範囲で励起波長655nmおよび780nmの場合の表1に示す結果を互いに比較すると、測定結果が同じ照射電力で標準化されれば、出現する測定信号はほぼ対応する。かくして、これは上記発蛍光団が両波長によりほぼ同様に強く励起されることを示している。

しかしながら、655nmの同じ励起波長だが、異なるスペクトルフィルタ、すなわち、670nmおよび850nmより大きい蛍光光線の波長での表1に示す結果を比較すると、独国特許第19541686A1号から公知である組み合わせ（655nmの励起波長、および670nmと800nmとの間の波長の蛍光光線の評価）で得られる測定信号の事実上全成分が700nmと850nmとの間の波長範囲から生じ、すなわち、この成分は特定の程度に特有の虫歯である上記発蛍光団からは生じないことは明らかである。

【0028】表2は異なる歯A、B、Cについての対応する測定結果を示しており、示された測定信号は励起光線の電力に対して標準化されており、各場合、虫歯

(K)および歯エナメル質(S)について検出蛍光光線の商(K/S)が示されている。約670nmより大きい蛍光波長に代わって、長い波長の蛍光光線、詳細には約850nmより大きい蛍光の波長に指示または検出を限定する場合、すべての歯A、B、Cについて、虫歯および歯エナメル質についての検出蛍光光線は互いに著しく異なる。更に、歯Aの場合、顕著な利点、すなわち、励起波長650nmと比較して、大きい励起波長780nmについての著しく大きい商K/Sが示される。図5ないし図10に示す測定結果によれば、本発明によれば、約800nmより大きい波長を有する蛍光光線が検出されれば、すなわち、蛍光光線の検出範囲を約800nmより大きい波長に限定すれば、例えば裂溝または隣接歯領域における隠れた虫歯の特に感度の良い検出を達成することができる。何故なら、蛍光光線のこの波長範囲では、虫歯の特定の発蛍光団が蛍光を発し、また恐らく他の付着物も蛍光を発するが、健康な歯エナメル質または象牙質は蛍光を発しないからである。検出範囲を約850nmより大きい蛍光の波長に限定するのは特に有利である。この蛍光光線の励起のためには、原則的に800未満のすべての波長が考慮することができる。しかしながら、光透過深さに関しては、波長の増大に伴う散乱の減少を考慮して、例えば上記の励起波長780nmのような680nmより大きい特定の励起波長が考慮されるように、できるだけ長い波長の光線による励起が有利である。

【0029】励起波長より上および下では、はっきり異なる発蛍光団または異なる群の発蛍光団が検出され、また（例えば、脱カルシウムおよび有機付着物または細菌感染を有する障害の）改良区別および検出のためには、

異なる検出範囲の組み合わせ、すなわち、蛍光光線の波長の異なる評価範囲および／または異なる励起波長の組み合わせが有利である。

【図面の簡単な説明】

【図1】歯における虫歯、歯石、団塊または細菌感染の識別のための本発明による装置の第1実施例を示す図である。

【図2】本発明による装置の第2実施例を示す図である。

10 【図3】図1または図2に示す本発明による装置の光導体の好例の横断面図である。

【図4】(a), (b), (c)は図1または図2に示す本発明による装置の光導体プローブの種々の構成を示す図である。

【図5】蛍光光線を異なる波長領域にわたった積分した、健康な歯エナメル質の場合の励起波長に応じた蛍光光線の図である。

20 【図6】蛍光光線を異なる波長領域にわたった積分した、虫歯領域についての励起波長に応じた蛍光光線の図である。

【図7】図5および図6に示す測定結果の要約図である。

【図8】虫歯領域および歯エナメル質について、633nmの励起波長の場合の蛍光波長に応じて蛍光光線の強さを示す図である。

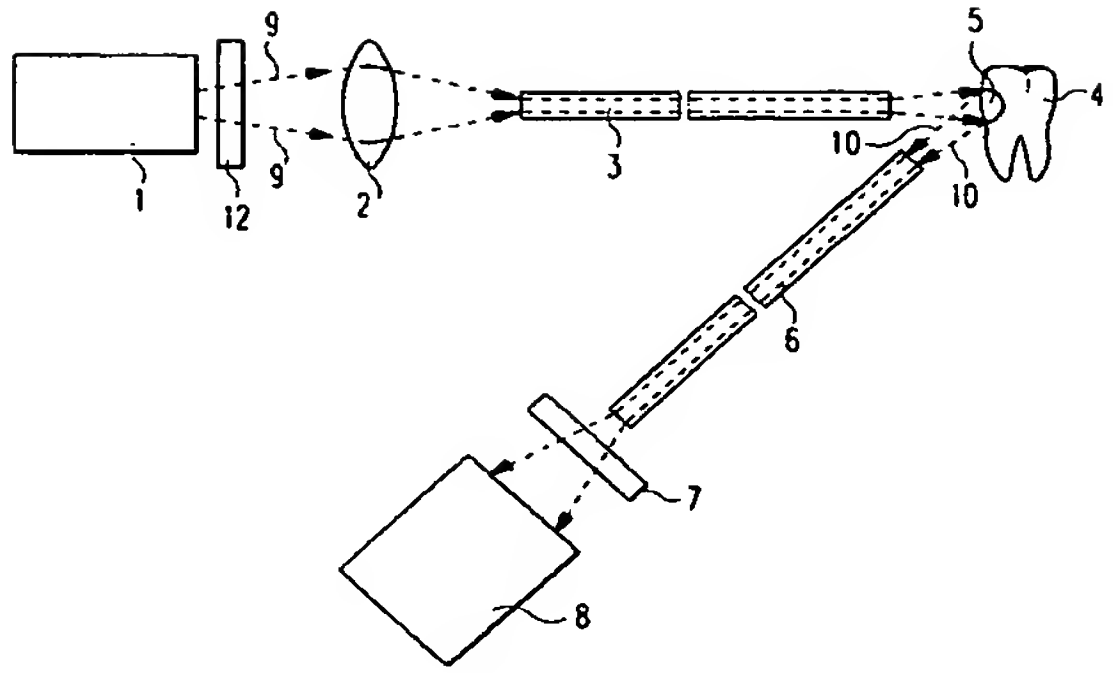
【図9】虫歯領域および歯エナメル質について、780nmの励起波長の場合の蛍光波長に応じて蛍光光線の強さを示す図である。

30 【図10】検査に用いられた2つのフィルタの透過度の比較を示す図である。

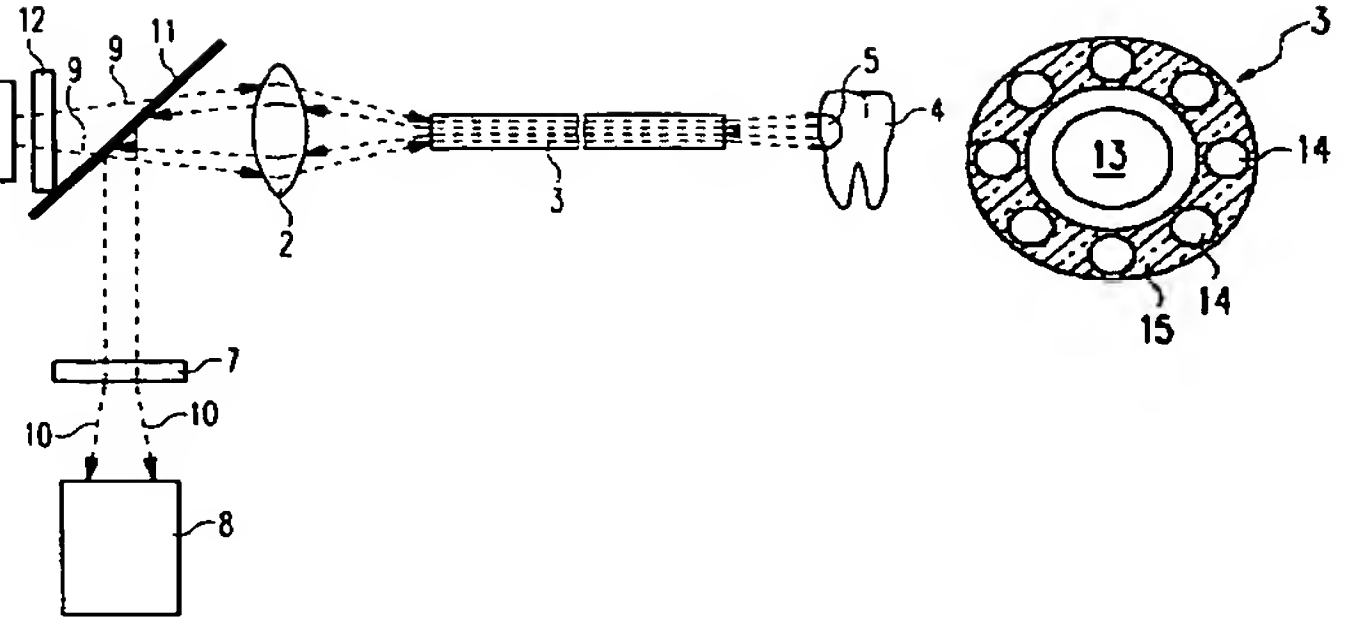
【符号の説明】

- 1 光源
- 2 レンズ系統
- 4 歯
- 6 光導体
- 7 フィルタ
- 8 検出装置
- 9 励起光線
- 10 蛍光光線
- 40 12 高域フィルタ
- 13 励起ファイバ
- 14 検出ファイバ
- 15 フィルタガラスリング

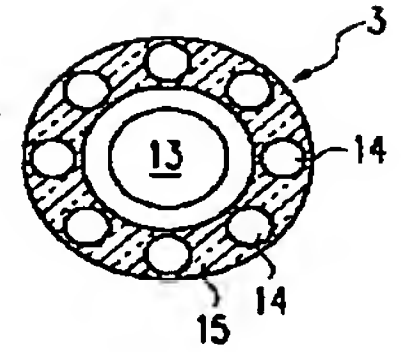
【図1】



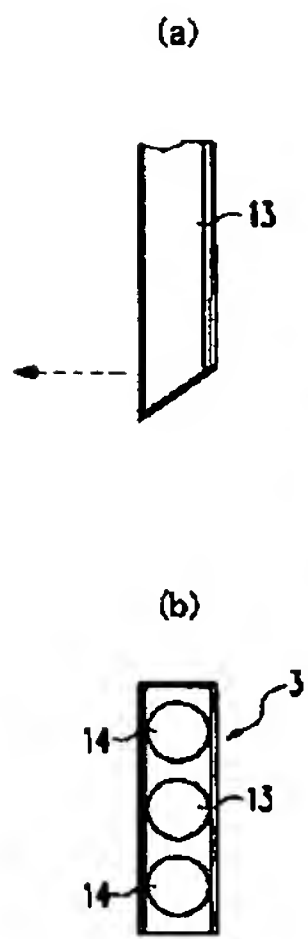
【図2】



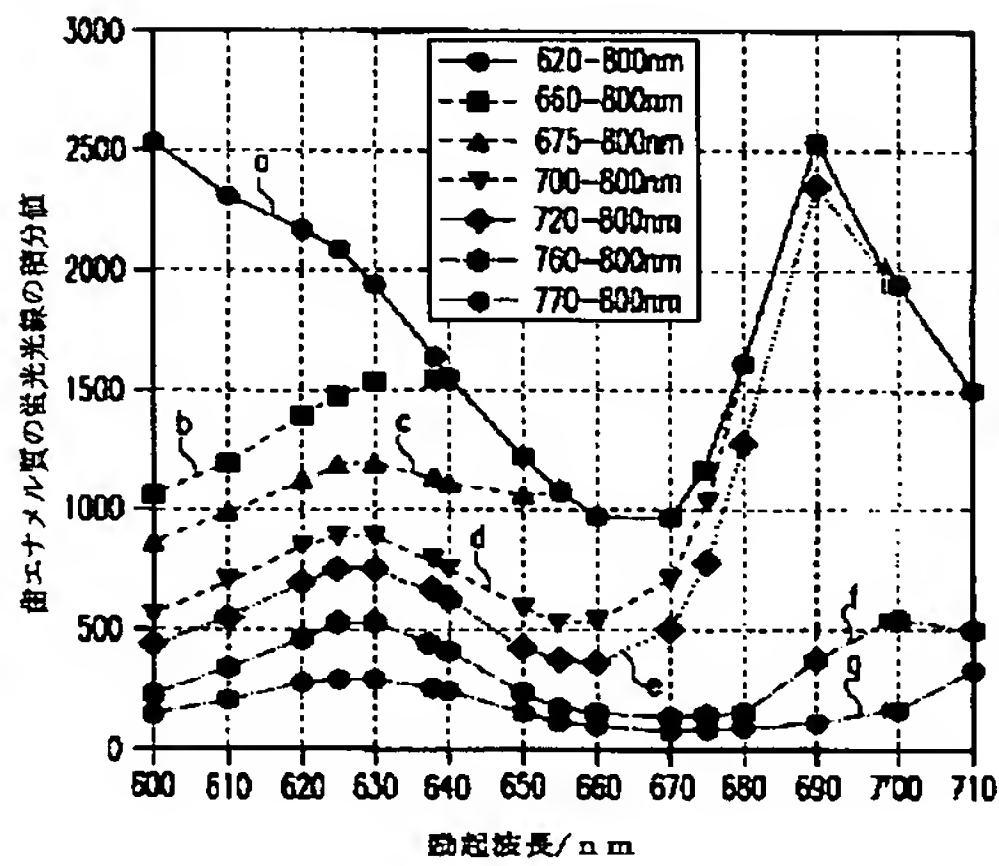
【図3】



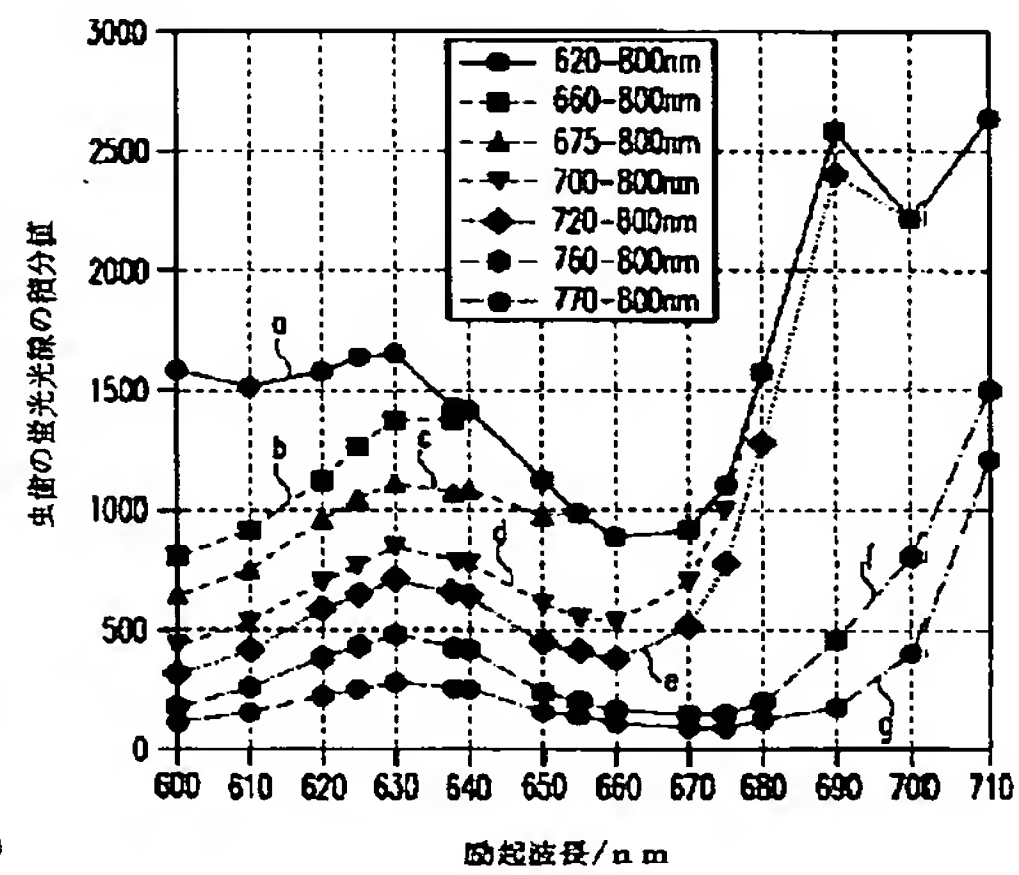
【図4】



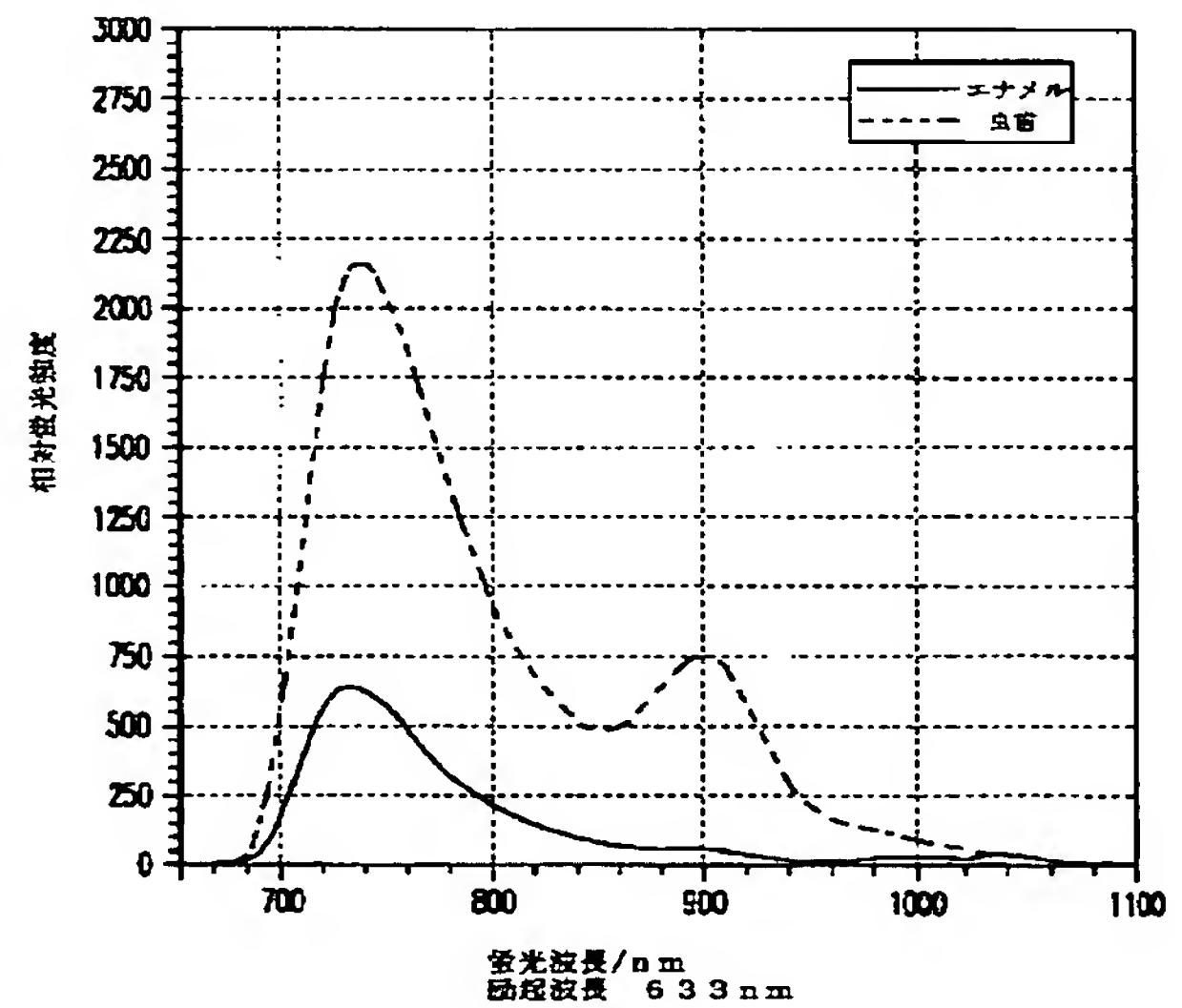
【図5】



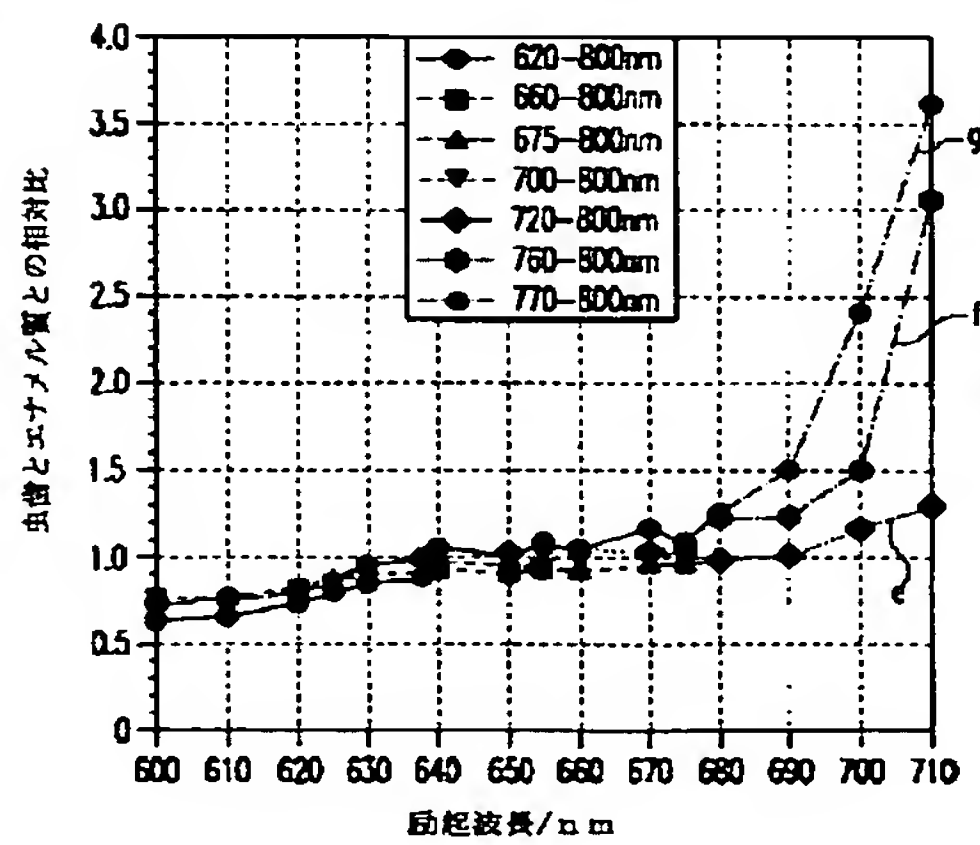
【図6】



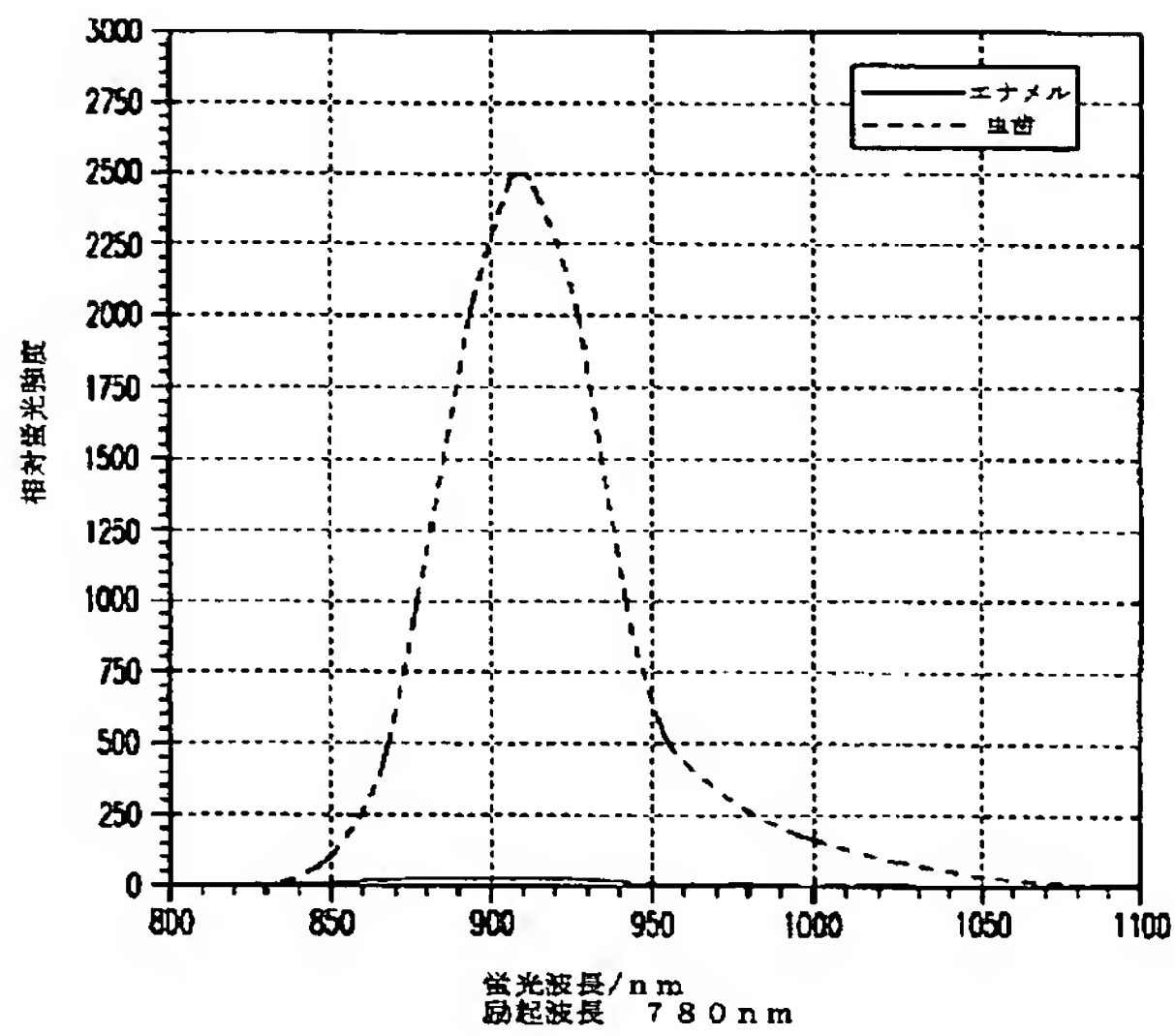
【図8】



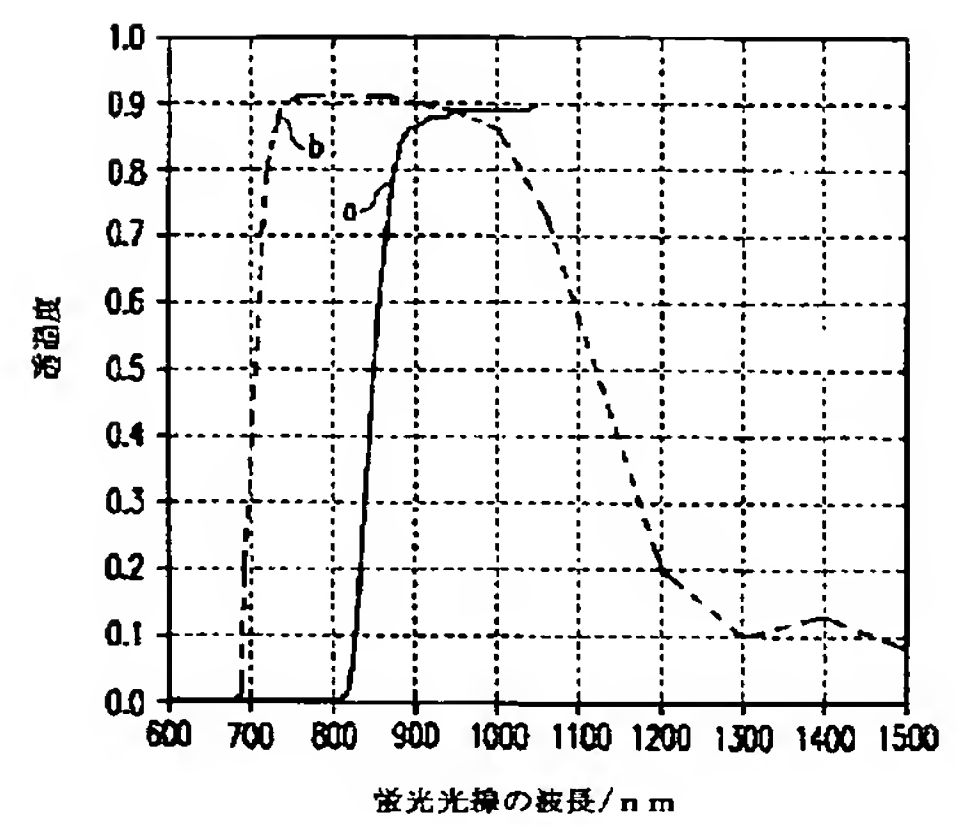
【図7】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 ライムント ヒベスト
ドイツ、アーバハ D-89155, アルテ
ツィーガライ 66

(72)発明者 ローベアト パウルス
ドイツ、ゲルストホッフェン D-86368,
アウクスパーク シュトラーセ 120 ベ
ー